

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平11-192235

(43) 公開日 平成11年(1999) 7月21日

(51) Int.Cl.<sup>6</sup>  
A 6 1 B 17/36  
17/28  
17/32

識別記号  
3 3 0  
3 1 0

F I  
A 6 1 B 17/36 3 3 0  
17/28 3 1 0  
17/32

審査請求 未請求 請求項の数 2 F D (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願平10-301735

(22) 出願日 平成10年(1998)10月9日

(31) 優先権主張番号 08/949132

(32) 優先日 1997年10月10日

(33) 優先権主張国 米国 (U S)

(71) 出願人 594198385

エチコン・エンドーサージェリー・インコーポレーテッド

アメリカ合衆国オハイオ州45242シンシナティ・クリークロード4545

(72) 発明者 ポール・ジェイ・スミス

アメリカ合衆国ロードアイランド州02892ウエストキングスタウン・ウエストビュードライブ1

(72) 発明者 ゲイリー・ウィツプル

アメリカ合衆国マサチューセッツ州02703サウスアトルボロ・ニューポートアベニュー406

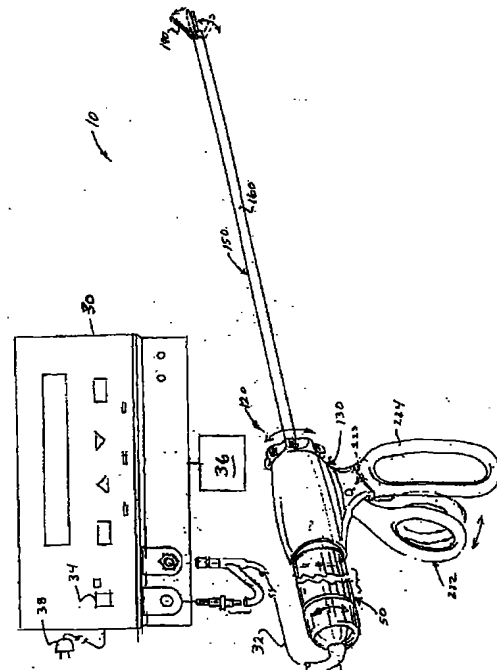
(74) 代理人 弁理士 小田島 平吉 (外1名)

(54) 【発明の名称】 クランプ機構を有する超音波クランプ凝固器装置

(57) 【要約】

【課題】 組織に所望の締付力が適用される。

【解決手段】 超音波外科的クランプ凝固器装置が、連合した超音波エンドエフェクターとの装置の締付機構の協同により組織の切断、凝固および締付を遂げるよう設計される。締付機構およびエンドエフェクターの選択的な割出回転の位置決定は、当該装置のクランプ駆動機構に組み込まれた戻り止め機構の提供により達成される。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 ハウジングと；前記ハウジングに結合された近位端、および遠位端を有し、前記管状鞘は長手軸を規定する外側管状鞘；前記外側管状鞘内に往復運動可能に配置される内側作動部材；前記外側管状鞘内に配置されかつ前記外側管状鞘の前記遠位端の遠位に伸長するエンドエフェクターを有する超音波ウェイブガイド；及び前記エンドエフェクターとの間で組織を締付けるための前記エンドエフェクターに関しての旋回する動きのために前記外側管状鞘の前記遠位端に旋回的に取付けられたクランプアームであって、前記クランプアームは前記長手軸から軸をはずして置かれる旋回心軸の周囲を旋回されるクランプアームとを具備し、前記クランプアームは、前記作動部材の往復する動きが前記クランプアームを旋回させるように、前記クランプアームを前記作動部材に機能的に相互連結させるための前記エンドエフェクターに向かう方向で前記旋回心軸から空間をあけられた連結手段を包含することを特徴とする超音波クランプ凝固器装置。

【請求項2】 前記ハウジングに回転可能に結合される近位端、および遠位端を有する外側管状鞘であって、前記管状鞘は前記外側管状鞘がその周囲を回転可能である長手軸を規定する外側管状鞘と、前記外側管状鞘内に往復運動可能に配置される内側管状作動部材と、前記内側管状作動部材内に配置されかつ前記外側管状鞘の前記遠位端の遠位に伸長するエンドエフェクターを有する超音波ウェイブガイドと、クランプアームと前記エンドエフェクターとの間で組織を締付けるための前記エンドエフェクターに関しての旋回する動きのために前記外側管状鞘の前記遠位端に旋回的に取付けられた前記クランプアームであって、前記長手軸から軸をはずして置かれた旋回心軸の周囲を旋回されるクランプアームとを具備し、前記クランプアームは、前記エンドエフェクターのそれぞれの相対する側の前記旋回心軸から伸長する一対のレバー部分を包含し、各前記レバー部分は、前記作動部材の往復する動きが前記クランプアームを旋回させるように、前記作動部材に機能的に連結されることを特徴とする超音波クランプ凝固器装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【発明の属する技術的分野】本発明は、全般的に超音波外科装置に、そしてより具体的には、比較的小さな断面を有する器械での所望の締付の適用を可能にするようによく設計された(configured)締付機構を包含する、組織を凝固させるおよび／もしくは切断するための超音波外科的クランプ凝固器装置に関する。

## 【0002】

【従来の技術】超音波外科器械は、こうした器械の独特

の性能の特徴によって外科的処置でのますます広がった応用を見出している。特定の器械の形状(configuration)および操作パラメータに依存して、超音波外科器械は、本質的に同時の組織切断および凝固による止血を提供し得、望ましくは患者の外傷を最小限にする。切断活動は、典型的には、器械の遠位端のエンドエフェクター(end-effector)により遂げられ、このエンドエフェクターは、それとの接触に至らせられた組織に超音波エネルギーを伝達する。この性質の超音波器械は観血的外科的使用、または腹腔鏡もしくは内視鏡の外科的処置のため設計され得る。

【0003】患者の組織に超音波エネルギーを連結する(coupling)ために、器械のエンドエフェクターに組織を押しつけるクランプ機構を包含する超音波外科器械が開発されている。こうした集成装置(arrangement)(ときに超音波離断器(transector)と称される)が米国特許第5,322,055号に開示され、これにより引用により組み込まれる。

【0004】真価をみとめられることができるように、患者の組織への超音波エネルギーの所望の連結を遂げることは、超音波器械のクランプ機構がクランプアームと連合したエンドエフェクターとの間で十分な圧縮締付力を発揮するよう設計されることを必要とする。比較的大型の超音波外科器械で適するクランプ機構を提供することが過去に達成されている一方、現在好ましい器械は比較的小く、かつ比較的小さな断面を有する。例として、現在の器械は約6mm未満の直径を有し、かように締付機構がその内に配置されなければならない「囲い(envelope)」を制限する。認識されることができるよう、締付力は締付機構のクランプアームの旋回心軸(pivot axis)の周囲で創製されるモーメントアーム(moment arm)の関数であり、こうした比較的小型の器械の出現は、所望の機械的旋回力を創製するために利用可能な空間を制限する。加えて、通常は、比較的小型の器械の限界(confine)内に可能な限り大きく寸法を決められたエンドエフェクターを提供することが好ましい。なぜなら、これは、望ましくは、エンドエフェクターの過剰の加熱を減じ、そして、効率的な超音波の切断および凝固を促進するからである。

## 【0005】

【発明が解決しようとする課題】本発明は、とりわけ、比較的小型の断面を有する外科的器械で所望の締付力を創製するために長手方向運動を旋回する(pivotal)締付運動に転換するよう特別に設計されている、改良された締付機構を包含する超音波クランプ凝固器装置に向けられる。

## 【0006】

【課題を解決するための手段】本発明の原理を具現化する超音波クランプ凝固器アセンブリは、外科的処置中の組織の選択的切断、凝固および締付を可能にするよう設

10

20

30

40

50

計される。現在好ましい態様、すなわち内視鏡の応用のため設計され得る器械の細長い部分において、それは、好ましくは、約6mm未満の外側寸法を有するよう設計される。この構築物は、当該器械の遠位部分に旋回的に(pivotally)取付けられるクランプアームを包含する締付機構を包含し、これは、とりわけ、細長い部分の比較的小さな断面にもかかわらず、所望のレベルの圧縮締付力を創製するよう設計される。

【0007】具体的に説明される態様に従えば、本超音波クランプ凝固器装置は、ハウジング、および、ハウジ

ングに結合される近位端を有する外側管状鞘を包含する。この外側管状鞘は外科的処置を遂げるために配置可能な(positionable)遠位端を包含し、当該管状鞘はこの装置の長手軸を規定する。

【0008】内側の、好ましくは管状の作動部材は、外側管状鞘内に往復運動可能に(reciprocally)配置される。当該作動部材は装置の締付機構の稼働のため往復運動する。

【0009】超音波ウエイブガイドが外側管状部材および内側管状作動部材内に配置される。ウエイブガイド

は外側管状鞘の遠位端の遠位に伸長するエンドエフェクターを包含し、連合した超音波駆動ユニットからウエイブガイドを通してエンドエフェクターに供給される超音波エネルギーが、組織の所望の切断および凝固を提供する。

【0010】当該装置の締付機構は、エンドエフェクターに関して旋回する動きのために外側管状鞘の遠位端に旋回的に取付けられるクランプアームを包含する。この

集成装置により、組織はクランプアームとエンドエフェクターとの間で締付られ、こうした締付は、いくつかの例で所望できるように、エンドエフェクターに供給される超音波エネルギーの非存在下で可能である。

【0011】所望のレベルの締付力を達成するため、クランプアームは装置の長手軸から軸をはずして置かれた(offset)旋回心軸の周囲を旋回する。クランプアームは

エンドエフェクターに向かう方向にクランプアームの旋回心軸から空間を開けられた集成装置を包含し、これは

クランプアームを作動部材に機能的に(operatively)相互連結させる。この様式で、作動部材の往復する(reciprocable)動きはクランプアームをエンドエフェクターに

関して回転させる。

【0012】クランプアームを旋回的に動かすための集成装置は、好ましくは、クランプアームの締付部分から

一体に伸長する最低1個のレバー部分を包含する。レバー部分の特定の形状は、本明細書で開示される原理と調和しつつ変動され得る一方、クランプアームが、エンド

エフェクターのそれぞれの相対する端のクランプアームの旋回心軸および装置の長手軸から伸長する一対のレバ

ー部分を包含することが、現在は好ましい。締付力は、かように、相互と協力して役割を果たす(act)2個のレ

バー部分によりクランプアームに伝達され得る。

【0013】クランプアームのレバー部分の作動部材との旋回する機能的連結は、その内にレバーアームがそれぞれ配置される作動部材により規定される一対の開口部の提供により遂げられる。本発明の一態様において、各開口部はノッチ様の形状を有し、その内でレバー部分のそれぞれ1個が伸長する。代替の態様において、各開口部は全般的に弓形の表面を規定し、各レバー部分は弓形表面の1個との嵌合にそれぞれ配置される円形ピン部分を包含する。

【0014】本発明の他の特徴および利点は、以下の詳述される記述、付随する図面および付録として付けられる請求項から容易に明らかとなることができる。

【0015】

【実施例】本発明は多様な形態の態様が可能である一方、本開示は本発明の例証として考慮されるべきでありかつ本発明を具体的に説明される特定の態様に制限することを意図されないことを理解しつつ、現在好ましい態様が図面に示されかつ下に記述されることができる。

【0016】本発明は、とりわけ、外科的処置中の組織の切断、凝固および/もしくは締付を遂げるために設計される改良された超音波外科的クランプ凝固器装置に向けられる。本装置は、観血的外科的処置ならびに腹腔鏡もしくは内視鏡的処置の双方での使用のために容易に設計され得る。融通のきく使用が超音波エネルギーの選択的使用により助長される。当該装置の超音波構成部品(component)が作動していない場合、組織は、組織の切断もしくは損傷なしに所望のように容易に掴まれ(grippe)得かつ操作され得る。超音波構成部品が稼働される場合、当該装置は、超音波エネルギーを連結するために組織が掴まれることを可能にして組織凝固を遂げ、増大された圧の適用は組織の切断および凝固を効率的に遂げる。所望の場合は、超音波エネルギーは、超音波「ブレード」すなわち装置のエンドエフェクターの適切な操作により、装置の締付機構の使用なしに組織に適用され得る。

【0017】以下の記述から明らかになることができるように、本クランプ凝固器装置は、とりわけ、その真つぐの構成(construction)に基づいて使い捨て使用のため設計される。このように、当該装置が外科システムの超音波駆動ユニットと共同して使用されることが企図され、これにより駆動ユニットからの超音波エネルギーが本クランプ凝固器装置の所望の超音波作動を提供する。本発明の原理を具現化するクランプ凝固器装置が非使い捨て使用のため設計され得、また、連合した超音波駆動ユニットと分離可能でなく統合され得ることが真価をみとめられることができる。しかしながら、連合した超音波駆動ユニットとの本クランプ凝固器装置の分離可能な連結は、現在、当該装置の単一患者の使用に好ましい。

【0018】まず、図1および3を参照すれば、その中

には一般的に10と称される外科システムの現在好ましい態様が具体的に説明され、これは本発明の原理を具現化する超音波クランプ凝固器装置を包含する。外科システム10の超音波発生器および連合した超音波駆動ユニットの好ましい詳細がまず記述されることができ、割出(idexed)回転のため設計されたクランプ機構を包含する超音波外科的クランプ凝固器装置のその後の詳細な記述は本発明の原理を具現化する。

【0019】外科システム10は超音波発生器30および連合した超音波外科器械を包含する。この外科器械は50と称される超音波駆動ユニット、および本発明の原理を具現化する超音波クランプ凝固器装置120を包含する。さらに記述されることができるよう、駆動ユニット50の超音波変換器およびクランプ凝固器120の超音波ウェイブガイドは、一緒に本外科システムの音響アセンブリ(acoustic assembly)を提供し、この音響アセンブリは、発生器30により動力を供給される場合に、外科的処置に超音波エネルギーを提供する。いくつかの応用において超音波駆動ユニット50が「ハンドピースアセンブリ」と称されることが注目されることができ。なぜなら、当該外科システムの外科器械は、外科医が多様な処置および手術の間に超音波駆動ユニット50をつかみ(grasp)そして操作するように設計されるからである。本発明の原理を具現化するクランプ凝固器装置120は、好ましくは、超音波駆動ユニット50の操作は別にして、当該器械の位置決定および操作を助長する鉄様の掴み具集成装置を包含する。

【0020】当該外科システムの発生器30は、発生器30の制御系により決定される選択された偏倚、周波数および位相でケーブル32を通して電気信号を送る。さらに記述されることができるよう、信号は、外科器械の音響アセンブリの1個もしくはそれ以上の圧電要素を拡大かつ収縮させ、それにより電気エネルギーを機械的運動に転換する。機械的運動は、音響アセンブリにより音響定常波(acoustic standing wave)で伝搬して選択された周波数および偏倚で音響アセンブリを振動させる超音波エネルギーの長手方向波をもたらす。音響アセンブリのウェイブガイドの遠位端のエンドエフェクターは、患者の組織との接触に置かれて超音波エネルギーを組織に移動させる。下にさらに記述されるように、あごすなわち締付機構のような外科的道具が、好ましくはエンドエフェクターに組織を押しつけるのに利用される。

【0021】エンドエフェクターが組織と連結する際に、熱エネルギーすなわち熱が、組織内の摩擦、音響吸収および粘性損失の結果として生じられる。この熱はタンパク質水素結合を破壊するのに十分であり、高度に構築されたタンパク質(すなわちコラーゲンおよび筋肉タンパク質)を変性させる(すなわちより小さく組織化されたようになる)。タンパク質が変性される際に、粘着性の凝塊が生じて小血管を密閉もしくは凝固させる。よ

り大きな血管の強度の凝固が、この効果が延長される場合に生じる。

【0022】超音波エネルギーの組織への移動は、機械的破断、切断、空洞化、細胞破裂および乳化する包含する他の影響を引き起こす。得られる切断の量ならびに凝固の程度は、エンドエフェクターの偏倚、振動の周波数、使用者により適用される圧の量、エンドエフェクターの鋭敏さ(sharpness)、およびエンドエフェクターと組織との間の連結とともに変動する。

10 【0023】図1に具体的に示されるように、発生器30は、発生器30、電源スイッチ34および始動(triggering)機構36と一体の制御システムを包含する。電源スイッチ34は発生器30への電力を制御し、そして、始動機構36により稼働される場合、発生器30は、予め決められた周波数で外科システム10の音響アセンブリを駆動しかつ予め決められた偏倚レベルでエンドエフェクターを駆動するためのエネルギーを提供する。発生器30は、音響アセンブリのいずれかの適する共振周波数で音響アセンブリを駆動もしくは励起する。

20 【0024】発生器30が始動機構36を介して稼働される場合、電気エネルギーは、発生器30により音響アセンブリの変換器積重ね(stack)すなわちアセンブリ40に連続的に適用される。発生器30の制御システム中の位相ロックループは音響アセンブリからのフィードバックをモニターする。この位相ロックループは、発生器30により送られた電気エネルギーの周波数を調節して、組織負荷を包含する音響アセンブリの振動の選択された長手方向モードの共振周波数を一致させる。加えて、制御システム中の第二フィードバックループは、音響アセンブリのエンドエフェクターで本質的に一定の偏倚を達成するために、音響アセンブリに供給される電流を予め選択された一定のレベルで維持する。

30 【0025】音響アセンブリに供給される電気信号は、ウェイブガイドの遠位端すなわちエンドエフェクターを、例えばおよそ20kHzないし250kHzの範囲、および好ましくは約54kHzないし56kHzの範囲、そして最も好ましくは約55.5kHzで長手方向に振動させることができる。エンドエフェクターでの振動の偏倚は、例えば、発生器30により音響アセンブリの変換器アセンブリ40に適用された電気信号の振幅を制御することにより制御される。

40 【0026】上に示されたように、発生器30の始動機構36は、使用者が、電気エネルギーが音響アセンブリに継続的に供給されうように発生器30を稼働させることを可能にする。始動機構36は、好ましくは、ケーブルもしくはコードにより発生器30に分離可能に連結もしくは付属される(attached)フット稼働スイッチを含んで成る。あるいは、始動機構は、発生器30が使用者により稼働されることを可能にする、超音波駆動ユニット50に組み込まれたハンドスイッチとして設計され得

る。

【0027】発生器30はまた、電気外科ユニットもしくは慣習的な電気の出口への挿入のための電力線も有する。発生器30はまた電池のような直流(DC)電源によっても動力を供給され得ることが企図される。発生器30は、エチコン エンドサージェリー インク(Ethicon Endo-Surgery, Inc.)から入手可能なモデル番号GENO1のようないずれかの適する発生器を含んで成り得る。

【0028】図1および3を参照すれば、当該外科器械の超音波駆動ユニット50は、オペレーターを音響アセンブリの振動から隔離するよう適合された多個構成ハウジング52を包含する。駆動ユニットハウジング52は、慣習の様式で使用者により保持されるよう造形されるが、しかし、本クランプ凝固器120は、記述されることができるよう、原則として、装置のハウジングにより提供される鉗様集成装置によりつかまれかつ操作されることが企図される。多個構成ハウジング52が具体的に説明される一方、ハウジング52は単一のもしくは一体の構成部品を含んで成ってよい。

【0029】超音波駆動ユニット50のハウジング52は、一般に、その中に、近位端、遠位端、および長手方向に伸長する空洞を包含する。ハウジング52の遠位端は、外科システム10の音響アセンブリがそれを通して伸長することを可能にするよう設計された開口部60を包含し、また、ハウジング52の近位端はケーブル32により発生器30に連結される。ケーブル32は、好ましくは、音響アセンブリの変換器アセンブリ40を冷却するために空気が超音波駆動ユニット50のハウジング52中に導入されることを可能にする。

【0030】超音波駆動ユニット50のハウジング52は、好ましくは、ウルテム[Ultem] (商標)のような耐久プラスチックから構築される。ハウジング52は、あるいは、他のプラスチック(すなわち液晶ポリマー(LCP)、ナイロンもしくはポリカーボネート)を包含する多様な素材から作成されてよいこともまた企図される。適する超音波駆動ユニット50は、エチコン エンドサージェリー インク(Ethicon Endo-Surgery, Inc.)から入手可能なモデル番号HP050である。

【0031】当該外科器械の音響アセンブリは、一般に、第一音響部分および第二音響部分を包含する。第一音響部分は、好ましくは、超音波駆動ユニット50により運ばれ、また、(記述されることができるよう、ウェイブガイドおよびエンドエフェクターの形態の)第二音響部分は、超音波クランプ凝固器装置により運ばれる。第一音響部分の遠位端は、好ましくはねじ込み(threaded)連結により第二音響部分の近位端に機能的に連結される。

【0032】図3に示されるように、第一音響部分は変換器積重ねすなわちアセンブリ40および取付け装置8

4を包含し、また、第二音響部分は、本明細書でエンドエフェクターを有するウェイブガイドと称される、伝達構成部品もしくは作動(working)部材を包含する。

【0033】音響アセンブリの構成部品は、好ましくは、各構成部品の長さが $1/2$ 波長の整数( $n\lambda/2$ )であるように音響的に同調され、ここで波長 $\lambda$ は音響アセンブリの予め選択されたもしくは稼働する長手方向の振動周波数 $f$ の波長であり、また、 $n$ はいずれかの負でない整数である。音響アセンブリが音響要素のいずれかの適する集成装置を組み込んでよいこともまた企図される。

【0034】音響アセンブリの変換器アセンブリ40は、発生器30からの電気信号を、超音波周波数でエンドエフェクターの長手方向の振動運動をもたらす機械的エネルギーに転換する。音響アセンブリがエネルギーを与えられる場合、振動運動定常波が音響アセンブリにより生じられる。音響アセンブリに沿ったいずれかの点での振動運動の偏倚は、そこで振動運動が測定される、音響アセンブリに沿った位置に依存する。振動運動定常波の最小もしくはゼロの交差(crossing)は、一般にノード(すなわち運動が通常最小であるところ)と称され、また、定常波の絶対値の最大すなわちピークは一般にアンチノードと称される。アンチノードとその最も近いノードとの間の距離は $1/4$ 波長( $\lambda/4$ )である。

【0035】図3に示されるように、「ランゲヴィン(Langevin)積重ね」としてもまた知られる音響アセンブリの変換器アセンブリ40は、一般に、変換部分90、第一共振器92および第二共振器94を包含する。変換器アセンブリは、好ましくは、長さが $1/2$ システム波長の整数( $n\lambda/2$ )である。本発明は、あるいは、磁気歪、電磁もしくは静電変換器を含んで成る変換器アセンブリを包含するよう設計されてよいことが理解されるべきである。

【0036】第一共振器92の遠位端は変換区分90の近位端に連結され、また、第二共振器94の近位端は変換部分90の遠位端に連結される。第一および第二共振器92および94は、好ましくは、チタン、アルミニウム、銅、もしくはいずれかの他の適する素材から二次加工され、および最も好ましくは、第一共振器92は303ステンレス鋼から二次加工され、かつ、第二共振器94は7075-T651アルミニウムから二次加工される。第一および第二共振器92および94は、変換区分90の長さ、共振器92および94で使用する素材の音速、ならびに変換器アセンブリ40の所望の基礎的周波数 $f$ を包含する多数の変数により決定される長さを有する。第二共振器94は、その近位端からその遠位端まで内側に先細にされ得、速度変成器(transformer)として機能しかつ超音波振動の偏倚を増幅する。

【0037】変換器アセンブリ40の変換部分90は、好ましくは、交番する陽電極96および陰電極98の圧

電区分を含んで成り、圧電要素100は電極96と98との間を交番する。圧電要素100は、例えば鉛ジルコネート-チタネート、鉛メタニオベート、鉛チタネート、もしくは他の圧電素材のようないずれかの適する素材から二次加工され得る。陽電極96、陰電極98および圧電要素100のそれぞれは、中央を通して伸長するボアを有する。陽および陰電極96および98は、それぞれワイヤ102および104に電気的に連結される。ワイヤ102および104は、電気信号を発生器30から電極96および98に伝達する。

【0038】図3に具体的に説明されるように、圧電要素100は、ボルト106により第一と第二共振器92と94との間で圧縮で保持される。ボルト106は、好ましくは、頭部、シャンク、およびねじ込み遠位端を有する。ボルト106は、第一共振器92の近位端から第一共振器92、電極96および98、ならびに圧電要素100のボアを通して挿入される。ボルト106のねじ込み遠位端は、第二共振器94の近位端のねじ込みボアにねじ込まれる。ボルトは、鋼、チタン、アルミニウムもしくは他の適する素材から二次加工され得、また、好ましくは、Ti-6Al-4Vチタン、および最も好ましくは4037低合金鋼から二次加工される。

【0039】圧電要素100は、発電器30から供給される電気信号に応じてエネルギーを与えられて、音響アセンブリにおいて音響定常波を生じる。電気信号は圧電要素100を横切る電磁場をもたらし、圧電要素100を電位勾配の軸に沿って連続的様式で拡大させかつ収縮させ、超音波エネルギーの高周波数の長手方向波を生じる。超音波エネルギーは音響アセンブリによりエンドエフェクターに伝達される。

【0040】音響アセンブリの取付け装置84は、近位端、遠位端を有し、そして好ましくは、1/2システム波長の整数に本質的に等しい長さを有する。取付け装置84の近位端は、好ましくは軸方向に整列され、そしてアンチノード近くの内側ねじ込み連結により第二共振器94の遠位端に連結される。(本開示の目的上、「近く」という用語は、「正確にそこ」もしくは「その親密な近位に」と定義される。)取付け装置84はいずれかの適する手段により第二共振器94に付属されてよく、また、第二共振器94および取付け装置84は単一もしくは一体の構成部品として形成されてよいこともまた企図される。

【0041】取付け装置84は、ノード近くで超音波駆動ユニット50のハウジング52に連結される。取付け装置84は、好ましくは、その周辺の周囲に配置される一体取付けフランジ108を包含する。取付けフランジ108は、好ましくは、超音波駆動ユニット50のハウジング52中で形成される輪状溝110中に配置されて、取付け装置84をハウジング52に連結する。隔離

りなコンプライアントメンバすなわち物質112が、超音波振動を低減するもしくはそれが取付け装置84からハウジング52に伝達されることを予防するために、ハウジング52の輪状溝110と取付け装置84の一体フランジ108との間に置かれてよい。

【0042】取付け装置84は、好ましくは、複数、好ましくは4個のピン114により予め決められた軸位置に固定される。ピン114は、取付け装置84の外側の周辺の周囲に相互から90°離れて長手方向で配置される。ピン114は超音波駆動ユニット50のハウジング52に連結され、そして取付け装置84の音響取付けフランジ108のノッチにより配置される。ピン114は、好ましくはステンレス鋼から二次加工される。

【0043】取付け装置84は、好ましくは、音響アセンブリによりエンドエフェクターの遠位端に伝達される超音波振動の偏倚を増幅するよう設計される。好ましい一態様において、取付け装置84は固体の(solid)先細にされたホーンを含んで成る。超音波エネルギーが取付け装置84により伝達される際に、取付け装置84により伝達される音波の速度が増幅される。取付け装置84は、例えば、段をつけられた(steped)ホーン、円錐形ホーン、指数ホーン、一体利得ホーン(unitary gain horn)などのような、いずれかの適する造形品として設計されることが企図される。

【0044】図3に示されるように、取付け装置84は、好ましくは、超音波クランプ凝固器装置120の第二音響部分に音響的に連結される。取付け装置84の遠位端は、好ましくは、アンチノード近くの内部ねじ込み連結により第二音響部分の近位端に連結されるが、しかし、代替の連結配置が使用され得る。

【0045】今や、図4を参照すれば、好ましい態様に従った外科装置10の超音波クランプ凝固器装置120の分解組立図が具体的に説明される。超音波クランプ凝固器装置120の近位端は、好ましくは、図3に示されるように、当該装置のハウジングへの駆動装置の挿入により、超音波駆動ユニット50の遠位端を受領しかつこれに適合される。超音波クランプ凝固器装置120は、好ましくは、一ユニットとして超音波駆動ユニット50に付属されかつこれから取り外される。超音波クランプ凝固器120は単一の使用後に廃棄されてよい。

【0046】超音波クランプ凝固器装置120は、好ましくは、好ましくは嵌め合い(mating)ハウジング部分131、132および細長いすなわち内視鏡部分150を含んで成るハンドルアセンブリもしくはハウジング130を包含する。本装置が内視鏡的使用のため設計される場合、構築物は、部分150が約5.5mmの外側直径を有するように寸法を決められ得る。超音波クランプ凝固器装置120の細長い部分150は、装置ハウジング130から直交して伸長する。細長い部分150は、下にさらに記述されるように、ハウジング130に関して選択

的に回転され得る。細長い部分150は、好ましくは、外側管状部材すなわち鞘160、内側管状作動部材170、および、エンドエフェクター180'を有するウェイブガイド180の形態の音響システムの第二音響部分を包含する。記述されることができるよう、外側鞘160、作動部材170、およびウェイブガイド180は、好ましくは、ハウジング130に関して（超音波駆動ユニット50と一緒に）一ユニットとして、割出回転のため一緒に結合される。

【0047】図4に具体的に説明されるように、第二音響部分のウェイブガイド180の近位端は、好ましくは、上述されるように、アンチノード近くで超音波駆動ユニット50の取付け装置84に取り外し可能に連結される。ウェイブガイド180は、好ましくは、 $1/2$ システム波長の整数( $n\lambda/2$ )に本質的に等しい長さを有する。ウェイブガイド180は、好ましくは、チタン合金（すなわちTi-6Al-4V）もしくはアルミニウム合金のような、超音波エネルギーを効率的に伝搬する素材から構成される固体のコアシャフトから二次加工される。ウェイブガイド180は、あるいは、いずれかの他の適する素材から二次加工され得ることが企図される。

【0048】ウェイブガイドは、好ましくは本質的に半可撓性である。ウェイブガイドがあるいは本質的に剛性であり得るか、もしくは可撓性ワイヤを含んで成ってよいことが認識されることが出来る。ウェイブガイドは、当該技術分野で十分に既知であるように、ウェイブガイドによりエンドエフェクターに伝達される機械的振動を増幅するよう設計されてよい。ウェイブガイドは、さらに、ウェイブガイドに沿って長手方向の振動の利得を制御する特徴、および、ウェイブガイドをシステムの共進周波数に同調する特徴を有してよい。

【0049】ウェイブガイド180はいずれかの適する断面寸法を有してよいことが認識されることが出来る。例えば、ウェイブガイドは、本質的に一樣な断面を有してよいか、または、ウェイブガイドは、多様な区分で先細にされてよいか、もしくはその長さ全体に沿って先細にされてよい。

【0050】図4に示されるように、ウェイブガイド180は、一般に、第一区分182、第二区分184および第三区分186を有する。ウェイブガイドの第一区分182はウェイブガイドの近位端から遠位に伸長し、かつ、本質的に連続する断面寸法を有する。

【0051】第一区分182は、好ましくは、ウェイブガイド180の軸に本質的に垂直な、それを通して正反対に伸長する最低1個の放射状の穴すなわち開口188を包含する。開口188は、好ましくはノードに配置されるが、しかし別の方法で配置されてよい。開口188はいずれかの適する深さを有してよく、また、いずれかの適する形状であってよいことが認識されることができ

る。開口は、装置ハウジング130に関しての共同した割出回転のために、ウェイブガイド180、管状作動部材170および管状外側鞘160と一緒に連結するコネクタピン部材を受領するよう設計される。

【0052】ウェイブガイド180の第二区分184は第一区分182から遠位に伸長する。第二区分184もまた、好ましくは、本質的に連続する断面を有する。第二区分184の直径は、第一区分182の直径より小さくかつ第三区分186の直径より大きい。超音波エネルギーがウェイブガイド180の第一区分182から第二区分184に進む際に、第二区分184の狭まり(narrowing)は、それを通過する超音波エネルギーの増大された大きさをもたらすことができる。

【0053】第三区分186は第二区分184の遠位端から遠位に伸長する。第三区分186もまた、本質的に連続する断面を有する。第三区分186はまた、その長さに沿った小さな直径変化も包含してよい。超音波エネルギーがウェイブガイド180の第二区分184から第三区分186に進む際に、第三区分186の狭まりはそれを通過する超音波エネルギーの増大された大きさをもたらすことができる。

【0054】第三区分186は、その外側の円周に形成される複数の溝もしくはノッチ（示されない）を有してよい。この溝は、制動鞘（示されない）の設置、および製造の間のシリコンリングもしくはコンプライアント支持体を安定化させるための整列表示器(indicator)としてはたらくように、ウェイブガイドの180のノードに位置を決められてよい。封止装置が、好ましくはエンドエフェクター180'に最も近い最遠位ノードに提供されて、ウェイブガイドと作動部材170との間の領域での組織、血液および他の物質の通過を減ずる。

【0055】ウェイブガイド180のエンドエフェクター180'は、好ましくは、それと一体でありかつ単一ユニットとして形成される。エンドエフェクターは、ねじ込み連結もしくは溶接継ぎ手により互い違いに連結されてよい。エンドエフェクターの遠位端は、音響アセンブリが組織により負荷をかけられない場合に音響アセンブリを好ましい共振周波数 $f_0$ に同調するために、アンチノード近くに配置される。変換器アセンブリがエネルギーを与えられる場合、エンドエフェクターの遠位端は、予め決められた振動周波数 $f_0$ で、例えばピークからピークがおおよそ10〜500ミクロンの範囲、そして好ましくは約10ないし約100ミクロンの範囲で長手方向に動くよう設計される。

【0056】具体的に説明される態様に従えば、ときにブレードと称されるエンドエフェクター180'は、好ましくは、本クランプ凝固器装置の連合した締付機構との協同のため筒状である。エンドエフェクターは、当該技術分野で既知であるように、適する表面処理を受けてよい。

【0057】図2および9をとりわけ参照すれば、その中では本クランプ凝固器120の締付機構が具体的に説明される。これはウエイブガイド180のエンドエフェクター180'との共同作動のため設計される。この締付機構は旋回的に移動可能なクランプアーム190を包含し、これは、その遠位端で外側管状鞘160の遠位端に旋回的に連結される。クランプアーム190は、好ましくは、エンドエフェクター180'との協同のためクランプアームの旋回心軸の遠位に伸長する締付部分191を包含する。好ましくはテフロンもしくは他の適する低摩擦素材から形成されるクランプパッド192は、エンドエフェクター180'との協同のためクランプアームの締付部分191の表面上に取付けられ、クランプアームの旋回する動きは、クランプパッドの位置を、エンドエフェクター180'に対し本質的に平行の関係でかつこれと接触して定める。この構成により、締付けられるべき組織がパッド192とエンドエフェクター180'との間でつかまれる。具体的に説明されるように、パッド192は、好ましくは、エンドエフェクター180'と協同して組織の握みを高めるのに歯形状を提供される。

【0058】エンドエフェクターに関してのクランプアームの旋回する動きは、その近位端でのクランプアーム190の最低1個、および好ましくは一対のレバー部分193の提供により遂げられる。当該レバー部分は、ウエイブガイド180およびエンドエフェクター180'のそれぞれの相対する側に配置され、かつ、往復する作動部材170の駆動部分194と機能的な嵌合にある。外側管状鞘160およびウエイブガイド180に関しての作動部材の往復する動きは、それにより、エンドエフェクターに関してのクランプアームの旋回する動きを遂げる。レバー部分193は、それぞれ、(さらに記述されることができるように)駆動部分194により規定される一対の開口部に配置され得るか、もしくは、別の方法で適当に機械的にそれに連結され、それにより作動部材の往復する動きは駆動部分194およびレバー部分193によってクランプアームを旋回させるようはたらく。

【0059】具体的に説明されるように、レバー部分193のそれぞれは、クランプ凝固器装置の外側管状鞘160により規定される長手軸のそれぞれの相対する側に、および、エンドエフェクター180'のそれぞれの相対する側に配置される。クランプアーム190がレバー部分の最低1個を提供される一方、一対のレバー部分が、作動部材170の近位の往復運動に応じてクランプアームの締付運動と一緒に遂げる協同のため提供されることが好ましい。

【0060】この具体的に説明された態様において、レバー部分193のそれぞれは193'と呼称されるガセットを包含し、これは、望ましくは、クランプアームの

締付部分191への各レバー部分の連結を厳密にする。連合した作動部材への各レバーアームの機能的な連結は、作動部材の駆動部分194により規定される一対のノッチ様開口部195により提供される。レバー部分193はそれぞれ開口部195中に配置され(図9の開口部195を参照)、かように、各レバー部分のそれぞれの旋回する連結によりクランプアーム190を作動部材に機械的に連結する。

【0061】具体的に説明される形状により、作動部材170は、エンドエフェクター180'に向かう方向でクランプアーム190の旋回心軸から間隔をあけられたレバー部分193上の線に沿ってはたらく。この態様において、各レバーの旋回する機能的な連結は、細長い部分150の長手方向の回転軸に関してクランプアームの旋回心軸の反対に軸をはずして置かれる。かように創製されるモーメントアームの最大化は、比較的小さな断面を有する器械の限界内のエンドエフェクター180'に対する所望の圧縮締付力の創製を助長する。現在の態様において、外側管状鞘160は約6mm未満の外側直径を提供され得、具体的に説明される締付機構は2ボンドの位数で締付力を提供するよう設計される。

【0062】本締付機構の代替の態様が図10および11に具体的に説明される。この代替の態様において、修正されたクランプアーム290は、好ましくはその上に取付けられた低摩擦パッド292(図11に示される)を有する締付部分291を包含する。一体レバー部分293はクランプアーム290の遠位部分から伸長し、各レバー部分は一般にその自由端に円形ピン293'を包含する。

【0063】この代替の態様において、装置の往復する作動部材は、それぞれ全般的に弓形の表面を有する一対の開口部295を規定する修正された駆動部分294を包含する。開口部295は、それぞれ、レバー部分293のピン293'を受領し、かように外側鞘160に関してのクランプアームの所望の旋回する動きを遂げる。

【0064】図10に具体的に示されるように、クランプアーム290は、外側鞘160の共同する取付け部分上にクランプアームを旋回的に取付けるためにその近位部分で一対の側方に間隔をあけられた離れたピボットマウント297を規定する二又部分を包含する。クランプアームの旋回する取付けは、示されるように別個の軸ピン(pivot pin)299の使用により、または、クランプアームのピボットマウントもしくは外側鞘160の遠位耳部分のいずれかに提供される適する一体軸ピン要素の提供により遂げられ得る。前に記述された態様のクランプアーム190が同様にクランプアーム290のように一対のピボットマウントを提供されうること、もしくは、いずれかの態様が外側鞘160の二又遠位部分と旋回する協同で配置される近位部分のような代替の旋回する取付け構造を包含するよう設計され得ることが企図さ



れる。

【0065】前の態様のように、レバー部分293と駆動部分294との間の旋回する連結の軸（図11で軸A<sub>c</sub>として示される）は、エンドエフェクター180'に向かう方向でクランプアームの旋回心軸（A<sub>c</sub>として示される）から軸をはずして置かれる。レバー部分の旋回する連結が細長い部分150の長手方向の回転軸に関してクランプアームの旋回心軸の反対に軸をはずして置かれる、前の態様と区別して、レバー部分293の（軸A<sub>c</sub>に沿った）旋回する連結は、一般に、細長い部分の長手軸と整列される。締付機構のクランプアームで創製されるモーメントアームを最大化することが所望される一方、レバー部分の旋回する連結は、長手方向の回転軸のクランプアームの旋回心軸と同じ側に配置され得る。

【0066】本締付機構の具体的に説明された態様の双方において、クランプアームのレバー部分が連合したエンドエフェクターのそれぞれの相対する側に配置されることが真価をみとめられることができ、レバーアームは相互に間隔を開けられかつ相互と連結されない。これは、エンドエフェクターの大きさが望ましく最大化されることを可能にし、それにより、所望の組織の切断および凝固を達成しつつ、組織締付の間の曲げに対する抵抗を増大させ、そして望ましくはエンドエフェクターの過剰の加熱を減じる。加えて、レバー部分はクランプアームの旋回心軸に相対するエンドエフェクターの側で連結されないため、エンドエフェクターから離れたクランプアームの開放する(opening)動きは、レバー部分のエンドエフェクターとの接触により制限されない。

【0067】図3、5および6をとりわけ参照すれば、作動部材170の往復する動きは、共同する回転のため作動部材の近位端に取付けられた、一般に200と呼称される駆動カラーの提供により遂げられる。このために、駆動カラーは、それぞれ駆動ラグ204を有する一対の正反対に相対した軸方向に伸長するアーム202を包含し、この駆動ラグは管状作動部材170の近位部分により規定される適する開口部206との嵌合にアーム202により片寄せられる。作動部材170と一緒に becoming の駆動カラー200の回転は、さらに、作動部材170の近位端により規定される適する開口部210と正反対に嵌合可能な一対のキー208（図8を参照）の提供により遂げられる。作動部材170の円周溝211は、外側鞘160の内側表面との嵌合のためリング211'（図4）を受領する。

【0068】管状外側鞘160および内側ウエイブガイド180と一緒に becoming の作動部材170の回転は、装置のこれらの構成部品を通して伸長するコネクタビン212により提供される。図4に具体的に説明されるように、管状作動部材170は細長いスロット214を規定し、これを通してコネクタビン212が伸長して、外側管状鞘および内側ウエイブガイドに関しての作動部材の

往復する動きを適応させる。

【0069】外側管状鞘に取付けられた回転ノブ216は、クランプ凝固器装置のハウジング130に関しての細長い部分150の回転的位置決定を助長する。コネクタビン212は、好ましくは、ハウジング130に関しての一ユニットとしての回転のため、ノブ216を鞘160、部材170およびウエイブガイド180と一緒に結合する。現在の態様において、回転ノブのハブ部分216'は、ハウジング130上に、外側鞘160、作動部材170およびウエイブガイド180を（ノブ216を含むユニットとして）回転可能に取付けるようはたらく。

【0070】駆動カラー200は、作動部材170の往復運動によりクランプアーム190の旋回する動きを遂げる装置のクランプ駆動機構の一部を提供する。クランプ駆動機構は、さらに、装置の操作レバー222と機能的に連結される駆動ヨーク220を包含し、操作レバーは、かように、駆動ヨーク220および駆動カラー200を介して、往復する作動部材170と相互連結される。操作レバー222は、ハウジングのハンドル(handle)部分224との鉄様の様式での協同のため、装置のハウジング130に（ピボットマウント223により）旋回的に連結される。ハンドル部分224に向かうレバー222の動きは、作動部材170を近位に移動させ、これによりクランプアーム190をエンドエフェクター180'に向かって旋回させる。

【0071】駆動ヨーク220の操作レバー222との機能的な連結は、好ましくは圧縮コイルばねを含んで成るばね226により提供される。ばね226は駆動ヨーク220により規定されるばねスロット228内に適合し、これは順に操作レバー222の一対のばね保持装置フランジ230の間に配置される。駆動ヨーク220は、圧縮コイルばねと反対に、ばねフランジ230に関して（ハウジング130のピボットマウント223の周囲を）旋回的に移動可能であり、圧縮コイルばねは、ばねフランジ230のそれぞれにより規定されるばねスロットの表面に対して圧迫する。この様式において、駆動ヨーク220および駆動カラー200を通してはたらく操作レバー222の旋回する動きにより作動部材170に適用され得る力は、それではばね226がばねフランジ230に対し圧迫する力により制限される。過剰の力の適用は、ばね226と反対に、操作レバー222のばねフランジ230に関しての駆動ヨーク220の旋回する置換をもたらす。現在好ましい態様において、ばね226は、クランプアーム190での締付力をおよそ2ポンドに制限するよう選択される。ハウジング130の停止部分は、操作レバー222の移動を制限してばね226の過剰の圧縮を予防する。

【0072】本クランプ凝固器装置120の細長い部分150の割出回転的位置決定は、装置のクランプ駆動機

10

20

30

40

50

構に組み込まれた戻り止め機構の提供により提供される。とりわけ、駆動カラー220は、一対の軸方向に間隔をあけられた離れた駆動フランジ232を包含する。戻り止め受領表面が駆動フランジ232の間に提供され、そして、円周方向に間隔をあけられた複数の歯234を規定し、これは一般に駆動カラー200の周辺の周囲で戻り止め受領くぼみを規定する。現在好ましい態様において、12個の歯234が提供され、これにより装置のハウジング130に関して30°間隔で装置の細長い部分150の割出位置決定を提供する。

【0073】割出回転の動きは、さらに、駆動ヨーク220の片持ちにされた(cantilevered)ヨークアーム238にそれぞれ提供される、最低1個の、そして好ましくは一対の正反対に相対した戻り止め236の提供により達成される。この集成装置により、ヨークアーム238は、その直面する表面との嵌合のため駆動フランジ232の間に配置され、そして、戻り止め236を駆動カラー200との嵌合に片寄せせる。割出相対的回転がかように達成され、ヨークアームの戻り止め236は作動部材170の往復運動を遂げるため駆動フランジ238と協同する。現在好ましい態様において、駆動ヨーク220は適するポリマー性素材から形成され、その戻り止めにはたらく、ヨークアームにより創製される片寄せせる力は、駆動カラーにより規定される放射状のくぼみと共同して、約5ないし20インチオンス未満の相対的な回転トルクに抵抗する。このように、クランプ凝固器装置の細長い部分150は、トルクがこの予め決められたトルクレベルを越えて(回転ノブ216によるように)適用されない限り、ハウジング130に関してその選択された割出回転位置のいずれかに維持される。スナップ様の割送り動作がかように提供される。

【0074】本クランプ凝固器装置120の細長い部分150の回転は、好ましくは、装置ハウジング130に関しての超音波駆動ユニット50の相対的な回転の動きと一緒に進められる。細長い部分150を超音波駆動ユニット50に超音波伝達関係で結合するために、外側管状鞘160の近位部分は、好ましくは、一対のレンチ平坦部240を提供される(図4を参照)。このレンチ平坦部は、トルクが適するトルクレンチなどにより適用されることを可能にし、それによりウエイブガイド180が超音波駆動ユニット50に結合されることを可能にする。超音波駆動ユニット、ならびに細長い部分150は、かように、装置のハウジング130に関して回転ノブ216の適する操作によりユニットとして回転可能である。ハウジング130の内部は、駆動ユニット50のこうした相対的回転を適合させるよう寸法を決められる。

【0075】かように、本外科的クランプ凝固器装置は、高度に効率的かつ融通のきく使用のため設計され、この構築物は単一患者の使用を可能にする形状において

十分に簡単かつ経済的である。当該装置の構成部品は外科的応用に適合される素材から二次加工され得る。駆動カラー200および駆動ヨーク220の協同により提供される戻り止め機構によって、装置の細長い部分150および連合した超音波駆動ユニット50の選択的な角度の位置決定が、装置のハウジング130に関して容易に遂げられる。旋回する操作レバー222および共同するハンドル部分224により提供される鉗様の動作が、便宜的かつ効率的な操作ならびに装置の位置決定、ならびに、装置の遠位部分での締付機構の稼働を助長し、それにより組織がエンドエフェクター180'に対し効率的に駆り立てられる(urged)。戻り止め機構は、ハウジング130に関しての超音波駆動ユニットおよび連合したケーブルアセンブリの回転に抵抗し、回転への抵抗は回転ノブ216を介する十分なトルクの適用により容易にかつ便宜的に克服される。

【0076】前述から、多数の修正および変動が、本発明の新規概念の真の技術思想および範囲から離れることなく遂げられ得ることが観察されることが出来る。本明細書に具体的に説明される特定の態様に関する制限が意図されないかもしくは推論されるはずがないことが理解されるべきである。本開示は、請求項の範囲内にあるような全ての修正を、付属として付けられた請求項により包含することを意図される。

【0077】なお、本発明の主要な特徴もしくは態様を以下に挙げる。

【0078】1. ハウジングと; 前記ハウジングに結合された近位端、および遠位端を有する外側管状鞘であって、前記管状鞘は長手軸を規定し; 前記外側管状鞘内に往復運動可能に配置される内側作動部材と; 前記外側管状鞘内に配置されかつ前記外側管状鞘の前記遠位端の遠位に伸長するエンドエフェクターを有する超音波ウエイブガイド、ならびにクランプアームと前記エンドエフェクターとの間で組織を締付けるための前記エンドエフェクターに関しての旋回する動きのために前記外側管状鞘の前記遠位端に旋回的に取付けられた前記クランプアームであって、前記クランプアームは前記長手軸から軸をはずして置かれる旋回心軸の周囲を旋回される; を含んで成る超音波クランプ凝固器装置であって、前記クランプアームは、前記作動部材の往復する動きが前記クランプアームを旋回させるように、前記クランプアームを前記作動部材に機能的に相互連結させるための前記エンドエフェクターに向かう方向で前記旋回心軸から空間をあけられた連結手段を包含する装置。

【0079】2. 上記1に記載の超音波クランプ凝固器装置であって、ここで前記クランプアームの前記連結手段が前記長手軸のそれぞれの相対する側の前記旋回心軸から伸長する一対のレバー部分を包含し、前記作動部材が各前記レバー部分を前記作動部材と旋回的に相互連結させる手段を包含する装置。

【0080】3. 上記2に記載の超音波クランプ凝固器装置であって、ここで前記旋回する連結手段が、前記レバー部分をそれぞれ受領するため前記作動部材により規定される一対の開口部を含んで成る装置。

【0081】4. 上記1に記載の超音波クランプ凝固器装置であって、ここで前記旋回する連結手段が、前記長手軸に関して前記旋回心軸の反対に軸をはずして置かれる装置。

【0082】5. 上記1に記載の超音波クランプ凝固器装置であって、ここで前記クランプアームが、前記外側鞘上に前記クランプアームを旋回的に取付けるため、その近位部分に一対の側方に間隔をあけられた離れたピボットマウントを規定する二又部分を包含する装置。

【0083】6. 前記ハウジングに回転可能に結合される近位端、および遠位端を有する外側管状鞘であって、前記管状鞘は前記外側管状鞘がその周囲を回転可能である長手軸を規定し；前記外側管状鞘内に往復運動可能に配置される内側管状作動部材と；前記内側管状作動部材内に配置されかつ前記外側管状鞘の前記遠位端の遠位に伸長するエンドエフェクターを有する超音波ウエイブガイド、ならびにクランプアームと前記エンドエフェクターとの間で組織を締付けるための前記エンドエフェクターに関して旋回する動きのために前記外側管状鞘の前記遠位端に旋回的に取付けられた前記クランプアームであって、前記クランプアームは前記長手軸から軸をはずして置かれた旋回心軸の周囲を旋回される；を含んで成る超音波クランプ凝固器装置であって；前記クランプアームは、前記エンドエフェクターのそれぞれの相対する側の前記旋回心軸から伸長する一対のレバー部分を包含し、各前記レバー部分は、前記作動部材の往復する動きが前記クランプアームを旋回させるように、前記作動部材に機能的に連結される装置。

【0084】7. 上記6に記載の超音波クランプ凝固器装置であって、ここで前記クランプアームが前記旋回心軸の遠位に伸長する締付部分を包含し、各前記レバー部分が前記締付部分への各前記レバー部分の連結を厳密にするためのガセットを包含する装置。

【0085】8. 上記6に記載の超音波クランプ凝固器装置であって、ここで前記作動部材が、その内で前記レバー部分が前記レバー部分を前記作動部材に機能的に連結するためそれぞれ配置される、一対の開口部を規定する駆動部分を包含する装置。

【0086】9. 上記8に記載の超音波クランプ凝固器装置であって、ここで前記作動部材の各前記開口部が全

般的に弓形の表面を規定し、各前記レバー部分が前記弓形表面の一との嵌合にそれぞれ配置される一般に円形のピンを包含する装置。

【0087】10. 上記6に記載の超音波クランプ凝固器装置であって、ここで前記外側管状鞘が約6mm未満の外側直径を有する装置。

【0088】11. 上記6に記載の超音波クランプ凝固器装置であって、ここで前記クランプアームの前記レバー部分が、前記長手軸に関して前記旋回心軸の反対に前記作動部材に機能的に連結される装置。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の原理を具現化する超音波クランプ凝固器装置を包含する超音波外科システムの斜視図である。

【図2】図1に具体的に説明されるクランプ凝固器装置のクランプ機構の拡大された断片的(fragmentary)斜視図である。

【図3】図1に示される外科システムの超音波駆動ユニットと機能的に共同して示される、本発明の原理を具現化するクランプ凝固器の部分的に外部の一部を除かれた側面図である。

【図4】本発明の原理を具現化する超音波外科的クランプ凝固器装置の分解組立図である。

【図5】そのクランプ駆動機構および連合した戻り止め機構を具体的に説明する、本クランプ凝固器装置の拡大断片的図である。

【図6】本クランプ凝固器装置のクランプ駆動機構および戻り止め機構をさらに具体的に説明する概略図である。

【図7】本発明の戻り止め機構の概略図である。

【図8】本クランプ凝固器装置のクランプ機構の駆動カラーの斜視図である。

【図9】図2に示される締付機構をさらに具体的に説明する断片的斜視図である。

【図10】本締付機構の代替の態様の分解組立概略図である。

【図11】図10に示される締付機構の断面概略図である。

【符号の説明】

10 外科システム

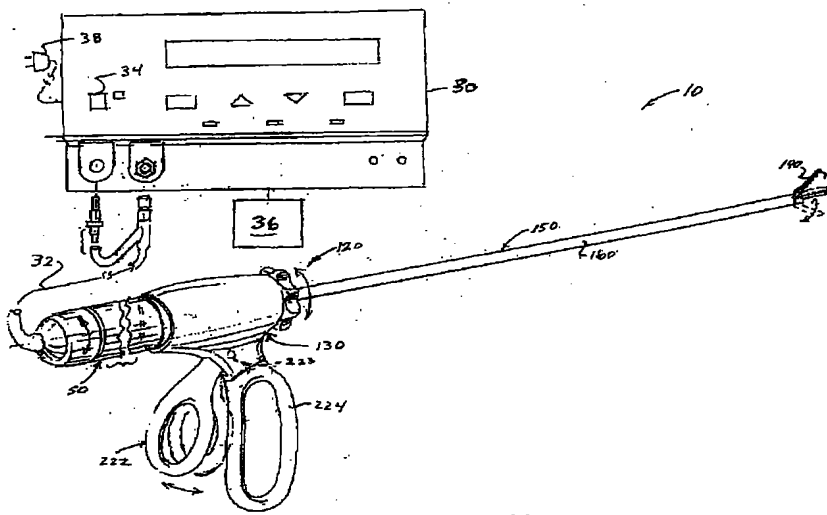
30 超音波発生器

36 始動構

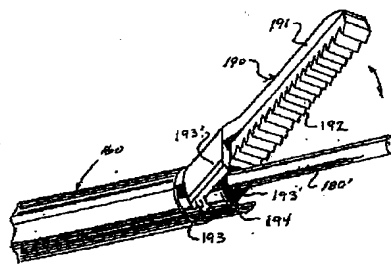
50 超音波駆動ユニット

120 クランプ凝固器装置

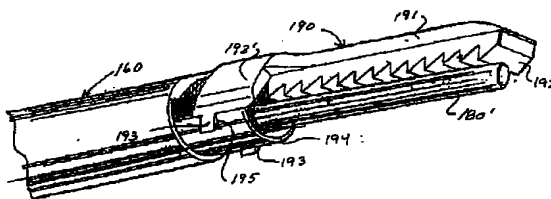
【図1】



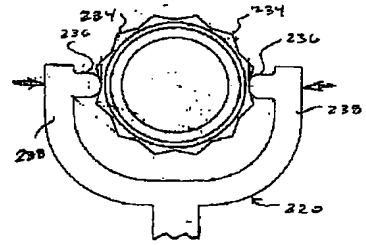
【図2】



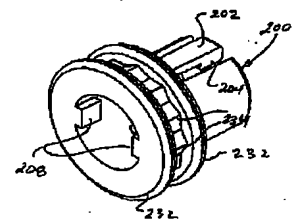
【図9】



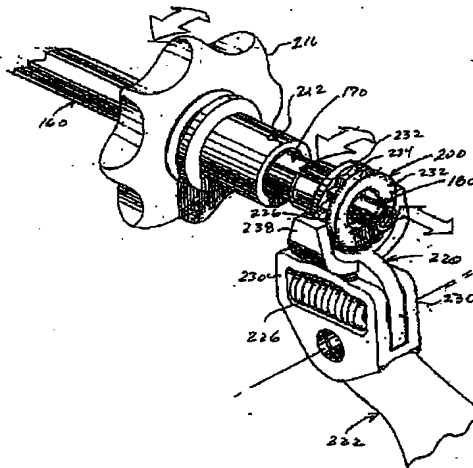
【図7】



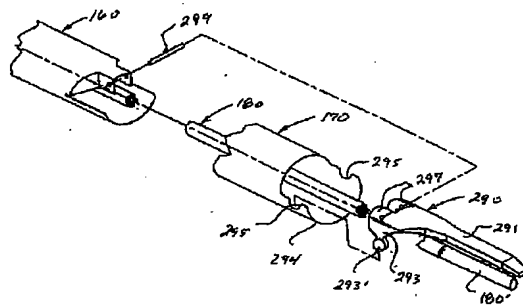
【図8】



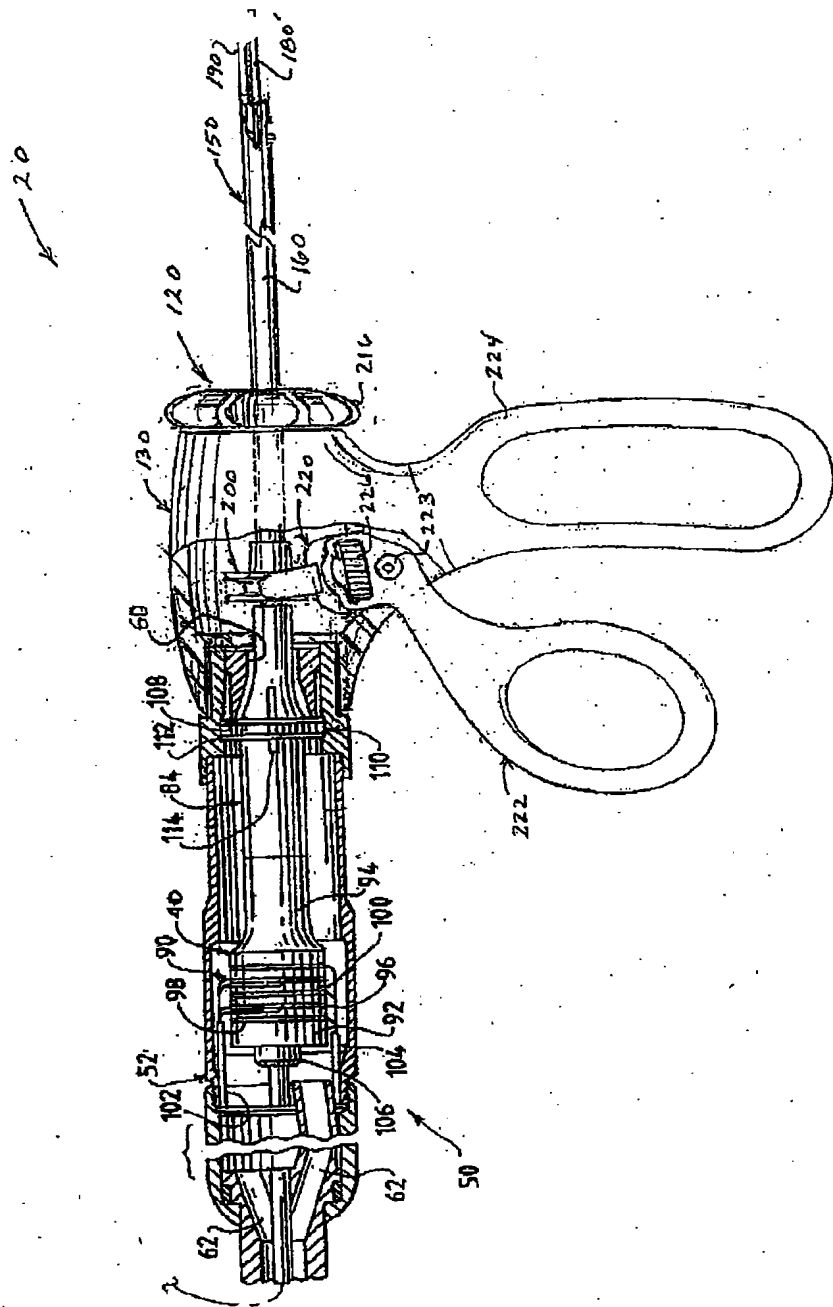
【図6】



【図10】



【図3】







【图 11】

